

PCTWELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales BüroINTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation ⁷ : H04R 25/00		(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 00/25550
A2		(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 4. Mai 2000 (04.05.00)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/AT99/00253 (22) Internationales Anmeldedatum: 20. Oktober 1999 (20.10.99) (30) Prioritätsdaten: A 1787/98 23. Oktober 1998 (23.10.98) AT (71)(72) Anmelder und Erfinder: VUJANIC, Aleksandar [AT/AT]; Klosterneuburgerstrasse 102/6, A-1200 Wien (AT). PAVELKA, Robert [AT/AT]; Grünbeckgasse 15, A-2700 Wiener Neustadt (AT). DETTNER, Helmut [AT/AT]; Beethovenengasse 12, A-2544 Leobersdorf (AT). TOMIC, Milos [YU/YU]; Brace Smic 13/15, YU-11000 Belgrad (YU). (74) Anwalt: HAFFNER, Thomas, M. ; Schottengasse 3a, A-1014 Wien (AT).		(81) Bestimmungsstaaten: AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, ARIPO Patent (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). Veröffentlicht <i>Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.</i>

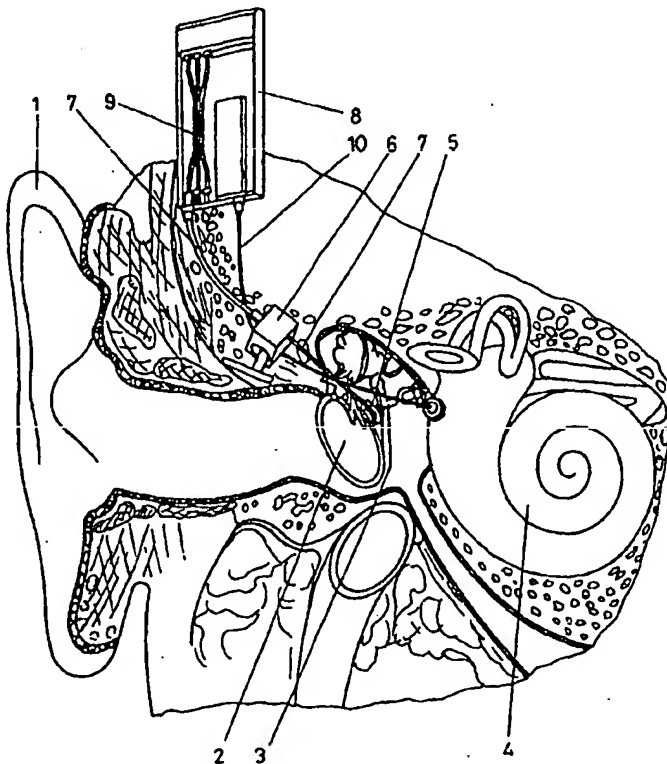
(54) Title: **IMPLANTABLE SOUND RECEPTOR FOR HEARING AIDS**(54) Bezeichnung: **IMPLANTIERBARER SCHALLREZEPTOR FÜR HÖRHILFEN**

(57) Abstract

The invention relates to an implantable sound receptor for hearing aids in which the sound sensor is configured as an optical sensor (5) and is arranged in the ear at a distance from the surface of a part (3) of the sound transmission, said part being excited by acoustic vibrations.

(57) Zusammenfassung

Bei einem implantierbaren Schallrezeptor für Hörhilfen ist der Schallsensor als optischer Sensor (5) ausgebildet und in Abstand von der Oberfläche eines zu akustischen Schwingungen anregbaren Teiles (3) der Schallübertragung im Ohr angeordnet.



LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidshan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	ML	Mali	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	MN	Mongolei	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MR	Mauritanien	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MX	Mexiko	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CG	Kongo	KE	Kenia	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	PL	Polen		
CM	Kamerun	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CU	Kuba	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
CZ	Tschechische Republik	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Deutschland	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
DK	Dänemark	LR	Liberia	SG	Singapur		
EE	Estland						

Implantierbarer Schallrezeptor für Hörhilfen

Die Erfindung bezieht sich auf einen implantierbaren Schallrezeptor für Hörhilfen, insbesondere für implantierbare Hörhilfen.

Der überwiegende Teil der bekannten Hörhilfen ist ungeeignet für eine Implantation. Prinzipiell wird bei derartigen Hörhilfen ein Wandler eingesetzt, mit welchem Schallwellen in elektrische Signale umgewandelt werden können. Derartige Wandler sind in Form von Mikrofonen bekannt und bedürfen einer entsprechenden Membran, deren Schwingung in elektrische Signale umgesetzt werden kann. Für die Empfindlichkeit derartiger Mikrofone ist der Ort der Anbringung und vor allem die Größe der Membran von hoher Bedeutung. Schallschwingungen können von druckempfindlichen Membranen aufgenommen werden, wie dies bei der Konstruktion von Mikrofonen üblich ist, oder aber von Vibrometern erfaßt werden, mit welchen Schwingungen als Beschleunigungssignale oder aber als Dehnungsmeßsignale bei Verformung von schwingenden Bauteilen aufgenommen werden.

In der US-A 5 531 787 werden Accelerometer in Form von piezoresistiven Vibrationssensoren vorgeschlagen. Alternativ sind kapazitive Beschleunigungssensoren für die Abtastung von Schallschwingungen bekannt. Derartige miniaturisierte Sensoren wurden bereits für die Implantation im Bereich des Mittelohres vorgeschlagen, wobei akustische Druckwellen, welche im Bereich des Mittelohres entstehen, in Form von mechanischen Vibrationen abgetastet werden. Prinzipiell sind derartige Mikrofonkonstruktionen aber relativ unempfindlich, da eine exakte Abstimmung auf die akustische Impedanz zwischen Sensor und der Paukenhöhle des Mittelohres nicht ohne weiteres erzielt werden kann.

Auch andere Literaturstellen, wie beispielsweise die US-A 3 557 775, beschreiben Mikrofone, welche unterhalb der Haut zur Aufnahme von Audiosignalen implantiert werden können, wobei die Übertragung in das Mittelohr erfolgt. Auch derartige Anordnungen

sind im Bezug auf ihre Empfindlichkeit einer Reihe von nicht ohne weiteres kontrollierbaren Fremdeinflüssen wie beispielsweise der Hautdicke und einer unvorhersehbaren Narben- und Granulationsgewebsbildung bei der Einheilung unterworfen, sodaß die Empfindlichkeit bei den für das Hören wichtigen Frequenzen unterschiedlich und unkontrollierbar gedämpft ist.

Prinzipiell werden Töne, welche gehört werden, durch Schallwellen hervorgerufen, wobei mit steigender Frequenz die Tonhöhe und mit steigender Amplitude die Lautstärke zunimmt. Neben Tönen und Klängen, welche Tongemische darstellen, entstehen auch eine Vielzahl von nicht regelmäßig zusammenklingenden Tönen verschiedener Frequenz und Höhe, welche als Geräusche wahrgenommen werden. Beim natürlichen Gehörvorgang werden die Schallwellen wahrgenommen, die von der Ohrmuschel zum äußeren Gehörgang geleitet werden und das Trommelfell in Schwingung versetzen. Mit dem Trommelfell ist der Hammerstiel verwachsen, wobei die weitere Übertragung über die Gehörknöchelchen durch die Steigbügelplatte auf die perilymphatische Flüssigkeit erfolgt, die das Cortische Organ in Schwingungen versetzt. Durch die Erregung der Haarzellen im Cortischen Organ werden Nervenimpulse erzeugt, die der Hörnerv in das Gehirn leitet, wo sie bewußt wahrgenommen werden.

Das Trommelfell fungiert hierbei als Druckempfänger und weist einen Durchmesser von etwa 1 cm auf. Wenn für die Aufnahme von Schallwellen Mikrofone mit derartig großen Membranen eingesetzt werden sollen, eignen sich derartige Mikrofone kaum für eine Implantation, da der dafür erforderliche Platz im Bereich des Ohres nicht zur Verfügung steht.

Hörschwächen können auf unterschiedliche Ursachen zurück geführt werden. Bei einem erheblichen Teil von Hörstörungen ist der mechanische Teil der Schwingungsübertragung vom Trommelfell über die Gehörknöchelchen auf die Flüssigkeit in der Vorhofstreppe intakt. Daher wurde bereits vorgeschlagen, Schwingungsaufnehmer unmittelbar mit der Membran oder den Gehörknöchelchen zu ver-

binden, um die, durch den Schall hervorgerufenen Schwingungen entsprechend in elektrische Signale umzusetzen und zu verstärken. Nachteilig bei derartigen Eingriffen ist zum Einen der relativ hohe operative Aufwand für die Anordnung derartiger Sensoren und zum Anderen der Umstand, daß jede mechanische Beeinflussung von schwingenden Teilen, und insbesondere die Dämpfung derartiger schwingender Teile, das Schwingungsverhalten der Teile empfindlich beeinflußt, sodaß auch hier korrekte Signale, wie sie beim natürlichen Hörvorgang gebildet werden, nicht erhalten werden. Prinzipiell führt die Miniaturisierung von Mikrofonen zu einer Verringerung der Empfindlichkeit, wobei dies nicht zuletzt auf die fehlende Abstimmung der akustischen Impedanz zwischen Mikrofon und der Umgebungsluft zurückzuführen ist. Selbst wenn dieser Effekt durch Implantation des Mikrofons unter der Haut verbessert werden kann, führt dies zu einer Veränderung des abtastbaren Frequenzbereiches, wobei insbesondere höhere Frequenzen stärker gedämpft werden. Auch andere mechanische Schallwellenrezeptoren, wie beispielsweise mit Fluid gefüllte Röhrchen, führen zu einer auf die Viskosität des verwendeten Fluids zurückzuführende Dämpfung, wobei starre Akustikkuppler für eine Implantation generell ungeeignet sind.

Die Erfindung zielt nun darauf ab, einen kleinbauenden implantierbaren Schallrezeptor zu schaffen, bei welchem die Nachteile der bekannten Schallrezeptoren vermieden werden und die akustische Empfindlichkeit über den gesamten für das Hören wesentlichen Frequenzbereich von etwa 100 Hz bis über 10 kHz auf gleichbleibend hohem Niveau gehalten werden kann. Die Erfindung zielt weiters darauf ab, die Baumaße so klein zu halten, daß die Implantation im Mittelohr und/oder in der benachbarten Mastoidhöhle möglich ist. Der operative Eingriff soll hierbei bevorzugt reversibel sein, wobei bei Funktionsausfall des Schallrezeptors keine wesentliche Verschlechterung des vorbestehenden Gehörs eintreten soll. Einschränkend kann allerdings in Abhängigkeit vom verwendeten Aktor und dessen Angriffspunkt eine operative Unterbrechung der Schalleitungskette zur Vermeidung von Rückkopplungen erforderlich sein. Neben diesen Vorgaben für einen

implantierbaren Schallrezeptor soll naturgemäß auch der Energieverbrauch des Schallrezeptors sowie einer nachfolgenden Auswerteschaltung so gering gehalten werden, daß die Miniaturisierung eine Totalimplantation ermöglicht.

5 Zur Lösung dieser Aufgabe besteht der erfindungsgemäße implantierbare Schallrezeptor für implantierbare Hörhilfen im wesentlichen darin, daß der Schallsensor als optischer Sensor für Vibrations- bzw. Abstandsmessungen ausgebildet ist und in
10 Abstand von der Oberfläche eines zu akustischen Schwingungen anregbaren Teiles der Schallübertragung im Ohr angeordnet ist. Dadurch, daß abweichend von den bisherigen physikalischen Prinzipien von Schallrezeptoren für Hörhilfen eine berührungslose Abtastung durch einen optischen Sensor vorgeschlagen wird,
15 gelingt es tatsächlich diejenigen Schwingungen zu messen, die von dem Trommelfell und den Gehörknöchelchen physiologischerweise übertragen werden. Die berührungslose Ausbildung verhindert hierbei unerwünschte Nebeneffekte einer Bedämpfung derartiger schwingender Gehörknöchelchen bzw. des Trommelfells und
20 erlaubt es die relativ große Schwingungsaufnahme­fläche des Trommelfelles ungehindert für die Messung heranzuziehen, sodaß tatsächlich eine weit höhere Empfindlichkeit erzielt werden kann, als dies mit entsprechend kleineren Membranen möglich wäre. Dadurch, daß der optische Sensor in Abstand von der Ober­
25 fläche eines zu Schwingungen anregbaren Teiles der Schwingungsübertragung im Ohr angeordnet bzw. anordenbar ist, wird sicher gestellt, daß eine Bedämpfung der Schwingung derartiger zu Schwingungen anregbarer Teile der Schwingungsübertragung mit Sicherheit ausgeschlossen werden kann und die Verwendung von
30 optischen Sensoren erlaubt die Verwendung überaus kleinbauender Sensoren.

Unter optischen Sensoren sind hierbei Sensoren zu verstehen, welche nicht notwendigerweise sichtbares Licht verwenden. Für
35 optische Sensoren sind elektromagnetische Wellen in einem relativ weiten Frequenzbereich verwendbar, welcher über das Spektrum des sichtbaren Lichtes hinausgeht. Insbesondere können als

Sender Laserdioden im infraroten und ultravioletten Bereich der Strahlung ebenso eingesetzt werden, wie im sichtbaren Bereich, solange die zu messende vibrierende Fläche im Bereich der ein- strahlten Wellenlänge hinreichend reflektiv ist. Gemessen werden
5 somit mit optischen Sensoren in erster Linie die optischen Parameter der reflektierten Anteile des ausgesendeten Signals, wobei mit Vorteil für die Auswertung der Signale des Schallrezeptors so vorgegangen wird, daß der optische Sensor mit einem Interferometer zur Auswertung der Amplitude, der Frequenz und/oder
10 der relativen Phasenlage der Schwingung des abgetasteten Teiles verbunden ist. Die Verwendung des Interferometerprinzips, für welches verschiedene Bauarten bekannt sind, erlaubt berührungsfrei auch geringe Amplituden natürlicher Schwingungen im Bereich der Gehörknöchelchen sicher zu erfassen. Der zu erfassende
15 Bereich reicht hierbei von Amplituden von 10^{-11} m bis etwa 10^{-5} m, wobei höhere Amplituden als etwa 5×10^{-5} m, wie sie bei einer Schalleinstrahlung von etwa 120 dB beobachtet werden können, in der Regel für weitere Messungen nicht in Betracht kommen, da sie bereits geeignet sind, das Innenohr zu schädigen.
20
Der Schwingung der Gehörknöchelchen und des Trommelfells, wie sie bei Anregung durch akustische Wellen beobachtet wird, überlagert sich im Ohr allerdings auch eine niederfrequente, quasi-statische bzw. langsame Dislozierung der Trommelfellmembran und
25 der Knöchelchen, welche auf Unterschiede im Luftdruck oder im Druck im Innenohr zurückzuführen sind. Derartige niederfrequente Verschiebungen werden beispielsweise durch Veränderung des Luftdruckes beim Fahren in Aufzügen, Seilbahnen oder Flugzeugen hervorgerufen, wobei bedeutende niederfrequente Schwankungen durch
30 die plötzliche Öffnung der Eustachischen Röhre auch beim Schneuzen beobachten werden. Derartig niederfrequente Verschiebungen können in ihrer Amplitude um einen Faktor von wenigstens 10^2 höher liegen, als die maximalen bei der physiologischen Beschallung auftretenden Amplituden. Optische Sensoren müssen nun
35 so angeordnet werden, daß auch bei derartigen Verschiebungen eine Berührung mit dem abzutastenden Teil nicht erfolgt und es ist daher die Ausbildung erfindungsgemäß so getroffen, daß der

optische Sensor in einem Abstand von dem abgetasteten Teil angeordnet ist, welcher größer ist als die maximal auftretende Verschiebung des abgetasteten Teiles in Richtung zum Sensor und/oder in einem Kollision verhindernden Abstand justierbar gehalten ist. Die Verwendung einer justierbaren Halterung zur Aufrechterhaltung eines definierten Abstands kann hierbei einen Servomotor umfassen, wobei die Stellsignale des Stellmotors für die Ermittlung der akustischen Schwingungen herangezogen werden, und die Stellbewegungen selbst wiederum vom optischen Sensor getriggert sind.

In besonders einfacher Weise gelingt die optische Abtastung dadurch, daß der optische Sensor mit wenigstens einer Licht- oder Laserdiode zusammenwirkt und die reflektierten Signale über Fasern von Wellen-, insbesondere Lichtwellenleitern wenigstens einem optoelektronischen Koppelbauteil, beispielsweise einer Photodiode, einer elektronischen Auswerteschaltung zugeführt sind. Der im Mittelohr oder dem Epitympanon oder Attikraum zu implantierende Teil des Sensors beschränkt sich bei der derartigen Ausbildung auf das relativ kleine freie Ende des Lichtwellenleiters, über welchen die optischen Signale eingespeist und die reflektierten Signale abgenommen werden. Im Strahlengang können naturgemäß, je nach Orientierung und Aufbau der Einrichtung, auch ein oder mehrere optische Systeme, wie beispielsweise Linsen, Strahlenteiler, Prismen, Spiegel oder dgl. angeordnet sein, um die Messung entsprechend zu präzisieren oder zu lokalisieren.

Die Auswerteschaltung muß in der Folge ein entsprechend verstärktes Signal für den Reiz des Gehörnervs zur Verfügung stellen, wobei hier mit Vorteil die Ausbildung so getroffen ist, daß die Auswerteschaltung Signale für elektromechanische Schwingungserzeuger und/oder für die elektrische Stimulation des Cortischen Organs und/oder des Hörnervs und/oder des Hirnstammes generiert und Anschlüsse für entsprechende Signalleitungen aufweist.

Um nun zu verhindern, daß das freie, vorzugsweise im Mittelohr, implantierbare Ende des optischen Sensors durch Trübungen Fehlmessungen oder Empfindlichkeitschwankungen unterworfen ist, wird mit Vorteil die Ausbildung so getroffen, daß die freien Enden
5 des optischen Sensors mit einer das Zellwachstum hemmenden Beschichtung versehen sind.

Für die Unterdrückung von bei interferometrischer Auswertung und Überlagerung von niederfrequenten Verschiebungen zu beobachtenden "Fading"-Effekten ist es besonders vorteilhaft zusätzlich
10 zur Auswertung der Amplitude und der Frequenz auch die relative Phasenlage der Schwingung des abgetasteten Teiles zu erfassen. Zu diesem Zweck kann mit Vorteil so vorgegangen werden, daß der Auswerteschaltung wenigstens zwei Signale zur Ermittlung der
15 Phasenlage zugeführt sind, wobei die Ermittlung der Phasenlage in bekannter Weise je nach verwendetem Interferometertypus und gewählter Schaltungsanordnung der Auswerteschaltung eine entsprechende aktive oder passive Stabilisierung ermöglicht. Je nach Anordnung gilt für die optimale Empfindlichkeit des optischen
20 Sensors ein durch einen definierten Abstand zur zu messenden Oberfläche vorgegebener Arbeitspunkt. Niederfrequente Verschiebungen der abzutastenden Teile können naturgemäß dazu führen, daß dieser optimale Arbeitspunkt verlassen wird oder sogar eine Phasenverschiebung bzw. Phasenumkehr auftritt. Diese
25 unerwünschten Nebeneffekte, welche sich in einem "Fading" des gemessenen Signals auswirken, können mit Vorteil dadurch ausgeschaltet werden, daß die Auswerteschaltung eine Stabilisator-schaltung zur Kompensation der Verschiebung des Arbeitspunktes des Interferometers durch niederfrequente Verschiebungen des
30 abgetasteten Teiles enthält. Alternativ oder zusätzlich kann eine entsprechende Kompensation dadurch gewährleistet werden, daß zusätzlich ein Sensor für die Ermittlung des Abstandes des abzutastenden Teiles vom optischen Sensor vorgesehen ist. Die Stabilisierung interferometrischer Signale kann durch Vergleich
35 mit einem Referenzsignal oder durch Messung einer Mehrzahl von Signalen in besonders einfacher Weise erfolgen, wobei in den Strahlengang polarisierende Strahlenteiler eingeschaltet werden

können und die Signale unabhängig und von voneinander verschiedenen Photodioden erfaßt werden können. Rückschlüsse auf die korrekte Phasenlage lassen sich auch aus einer mathematischen Analyse der Meßsignalform ableiten, wobei zu diesem Zweck Frequenzvergleiche und insbesondere die Auswertung von Schwingungen höherer Ordnung in der Stabilisatorschaltung herangezogen werden kann.

10 Zur exakten Positionierung des Schallrezeptors ist die Ausbildung in besonders einfacher Weise so getroffen, daß das freie Ende des optischen Sensors in einem Lagerbock justierbar festgelegt und/oder mit einem Justierantrieb verbunden ist, wodurch eine exakte Orientierung und exakte Positionierung relativ zur Oberfläche desjenigen Teiles sichergestellt werden kann, dessen
15 Schwingung gemessen werden soll.

Die tatsächliche Ausgestaltung des Interferometers bedingt jeweils in der Folge bevorzugte Algorithmen für die Auswertung. Interferometer können hierbei von beliebiger Bauweise, wie beispielsweise als Michelson-, Fabry-Perot- oder Fizeauinterferometer ausgebildet sein, wobei geeignete Stabilisierungsalgorithmen beispielsweise im Artikel von K.P. Koo, A.B. Tveten, A. Dandridge, "Passive stabilization scheme for fiber interferometers using (3x3) fiber directional couplers", in
25 Appl.Phys.Lett., Vol. 41, No.7, pp. 616-618, 1982, G.Schmitt, W. Wenzel, K. Dolde, "Integrated optical 3x3-coupler on LiNbO₃: comparison between theory and experiment", Proc.SPIE, Vol.1141
30 5th European Conference on Integrated Optics: ECIO 89, pp.67-71, 1989, R. Fuest, N. Fabricius, U. Hollenbach, B. Wolf, "Interferometric displacement sensor realized with a planar 3x3 directional coupler in glass", Proc.SPIE, Vol.1794 Integrated Optical Circuits II, pp. 352-365, 1992, L. Changchun, L. Fei, "Passive Interferometric Optical Fiber Sensor Using 3x3 Directional Coupler", Proc.SPIE, Vol.2895, pp. 565-571, 1995 beschrieben sind.
35 Weitere Vorschläge finden sich u.a. in A. Dandridge, A.B. Tveten, T.G. Giallorenzi, "Homodyne Demodulation Scheme for Fiber Optic Sensors Using Phase Generated Carrier", IEEE

J.Quantum Elec., Vol.QE-18, No.10, pp. 1647-1653, 1982, J.H. Cole, B.A. Danver and J.A. Bucaro, "Syntetic-Heterodyne Interferometric Demodulation", IEEE J.Quantum Elec., Vol.QE-18, No.4, pp. 694-697, 1982.

5

Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in der Zeichnung schematisch dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. In dieser zeigen Fig. 1 einen Querschnitt durch das menschliche Ohr, in welchem die Anordnung des Sensors im Mittelohrbereich oder im Attik dargestellt wird, Fig. 2 ein Blockschaltbild für
10 eine totalimplantierbare Hörhilfe und Fig. 3 eine schematisch dargestellte Halterung für den Wellenleiter bzw. für den von einer starren Hülse ummantelten Wellenleiter in der Mastoidhöhle.

15

In Fig. 1 ist die Ohrmuschel eines Ohres mit 1 bezeichnet. Schallschwingungen gelangen in der Folge an die mit 2 bezeichnete Membran, nämlich das Trommelfell, mit welcher die Gehörknöchelchen zusammenwirken. Die Gehörknöchelchen werden hierbei
20 gemeinsam mit dem Bezugszeichen 3 bezeichnet.

Die Gehörknöchelchen befinden sich im Bereich des Mittelohres. Die Cochlea ist mit 4 bezeichnet.

25 Der berührungslose Sensor für die Abtastung der Schwingungen vom Gehörknöchelchen 3 ist in der Mastoidhöhle implantiert und ragt mit seiner Spitze in den Attikraum bzw. über den aufgebohrten Chorda-Facialis-Winkel in das Mittelohr. Er weist ein freies Ende 5 auf, das in einer stabilen Hülse (Ummantelung) steckt,
30 die in einem Lagerbock 6 orientierbar gehalten ist. Der Lagerbock 6 kann hierbei in der Mastoidhöhle oder dem umgebenden Schädelknochen festgelegt sein, wobei das freie Ende des optischen Sensor im wesentlichen aus dem freien Ende eines Lichtleiters bzw. Wellenleiters 7 besteht. Die Spitze enthält
35 vorteilhafterweise ein optisches System, beispielsweise Linsen, Strahlenleiter, Prismen, Spiegel oder dgl. oder eine Biegung der Faserspitze zur Umlenkung des optischen Strahlenganges um die

Registrierung aus der optimalen Richtung zu ermöglichen. Der Lichtwellenleiter 7 ist an eine optoelektronische Auswerteschaltung 8 angeschlossen, in welcher ein Interferometer 9 angeordnet ist. Die optoelektronische Auswerteschaltung 8 kann in ihrem Gehäuse zusätzlich eine Energieversorgung in Form einer Batterie 5 enthalten, wobei die Schaltungsanordnung entsprechende Input-Output-Schaltungen enthält, zur Signalverarbeitung, Störschallunterdrückung, akustischen Begrenzung etc. entsprechend eine Hörgeräteelektronik beinhaltet oder diese für den Akteur erforderlichen Schaltungen in einem eigenen implantierbaren Teil, der mit einem elektrischen Kabel gekoppelt ist, untergebracht sind. Davon werden die elektrischen Signale über die Leitungen 10 zur Cochlea 4 übertragen werden können. Bei entsprechend kleiner Dimensionierung der optoelektronischen Auswerteschaltung 8 kann auch diese optoelektronische Auswerteschaltung zur Gänze 15 implantiert werden. Für die Art der Abtastung der Schwingungen ist die Art der Weiterleitung der ausgewerteten Signale an das Innenohr bzw. den Gehörnerv von untergeordneter Bedeutung. Der Akteur kann einer sein, der Gehörknöchelchen oder die Perilymphe 20 direkt in akustische Schwingungen versetzt oder ein Cochlearimplantat, das den Hörnerv elektrisch reizt oder ein Hirnstammimplantat, das den Hirnstamm direkt elektrisch reizt.

Ein Blockschaltbild der in diesem Zusammenhang gewählten Schaltungsanordnung ist in Fig. 2 zu ersehen. Die Haut, welche das 25 Implantat abdeckt ist schematisch mit 11 angedeutet, wobei subkutan im Bereich des Mittelohres, der Mastoidhöhle oder auf dem Schädelknochen die Auswerteschaltung und gegebenenfalls die Energieversorgung untergebracht ist. Die Batterie ist hierbei schematisch mit 12, der optische Sensor und das Interferometer 30 mit 13, die Auswerteelektronik mit 14 und der Betätigungsbau- teil, über welchen die Signale nach Bearbeitung in der Hörgeräteelektronik an einen elektromechanischen Verstärker der Perilympschwingungen bzw. an ein Cochlearimplantat oder ein 35 Hirnstammimplantat (mit 15 bezeichnet) gelangen. Die Energieversorgung durch die Batterie 12 kann hierbei bevorzugt durch eine wiederaufladbare Batterie erfolgen, wofür zusätzliche Eingänge

für eine Induktionsspule 17 vorgesehen sind, über welche mit einer externen Lade- bzw. Kontrolleinheit 18 das Wiederaufladen der Batterie und gegebenenfalls die Programmierung der Elektronik ermöglicht wird. Die Übertragung kann hierbei kontaktlos
5 über eine mit der subkutanen Induktionsspule 17 koppelbare Induktionsspule 19 der Kontroll- und Ladeinheit 18 vorgenommen werden.

Bei der Darstellung nach Fig. 3 ist schematisch eine mögliche
10 Ausbildung des Lagerbockes 6 näher erläutert. Im Mastoidraum wird eine Basisplatte 20 festgelegt, an welcher ein verschiebbarer Schlitten 21 gelagert ist. Der verschiebbare Schlitten 21 trägt einen Kugelpfosten 22, an welchem eine Klemme mit Backen 23 und 24 mittels einer Spannschraube 25 orientierbar festgelegt
15 ist. Die Backen 23 und 24 weisen hierbei ballige Lagerflächen auf, welche am Umfang der Kugel 26 des Kugelpfostens 22 schwenkbar orientierbar sind, sodaß eine exakte Justierung in verschiedenen Raumkoordinaten ermöglicht wird.

20 Durch die Backen 23 und 24 wird ein Lichtwellenleiter 27 in definierte Lage gebracht, dessen freies Ende 28 so orientiert ist, daß es die reflektierte Strahlung von einem vibrierenden Teil des Innenohres aufnehmen kann. Im freien Ende 28 des Lichtwellenleiters 27 können hierbei optische Systeme, Prismen, Spiegel oder dgl. zur Umlenkung des Strahlenganges untergebracht
25 werden, sofern dies gewünscht ist. Die Signale gelangen über den Lichtwellenleiter 27 zur optoelektronischen Auswerteschaltung, welche das Interferometer enthält.

30 Die Anordnung eines derartigen, zur Justierung des freien Endes 28 eines Lichtwellenleiters geeigneten Bauteiles, kann im relativ großen Mastoidhohlraum einfach erfolgen. Die Feinjustierung dient hierbei der Erzielung des gewünschten Abstandes und der gewünschten Orientierung zur Oberfläche des zu messenden vibrierenden Teiles des Mittelohres. Prinzipiell kann aber bei ent-
35 sprechender Orientierung und entsprechend höherer Strahlungsleistung auch ein größerer Abstand für die Abtastung heran-gezogen

werden, wobei auch der optische Aufwand erhöht werden kann. Es kann auch beispielsweise aus dem Mastoidhohlraum direkt in den Attik gemessen werden und die Abtastung beispielsweise am Ambosskopf erfolgen. Bedingt durch die Art der Schwingungsübertragung muß allerdings hier berücksichtigt werden, daß die einzelnen Gehörknöchelchen bezogen auf die Schwingung des Trommelfelles teilweise mit zueinander entgegengesetzter Phase schwingen. Die Abtastung an Stellen mit geringerer quasistatischer Verschiebung hat den Vorteil, daß das Ausmaß einer linearen Verschiebung durch Druckunterschiede im Vergleich zum Meßabstand wesentlich geringer wird, sodaß der Aufwand für die Stabilisation der Phasenlage und für das Eliminieren des "Fading"-Effektes verringert werden kann.

Patentansprüche:

1. Implantierbarer Schallrezeptor für Hörhilfen, dadurch gekennzeichnet, daß der Schallsensor als optischer Sensor für Vibrations- bzw. Abstandsmessungen ausgebildet ist und in Abstand von der Oberfläche eines zu akustischen Schwingungen anregbaren Teiles der Schallübertragung im Ohr angeordnet ist.
2. Implantierbarer Schallrezeptor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der optische Sensor mit wenigstens einer Licht- bzw. Laserdiode zusammenwirkt und die reflektierten Signale über Fasern von Wellen-, insbesondere Lichtwellenleitern (7), wenigstens einem optoelektronischen Koppelbauteil, beispielsweise einer Photodiode, einer elektronischen Auswerteschaltung zugeführt sind.
3. Implantierbarer Schallrezeptor nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der optische Sensor in einem Abstand von dem abgetasteten Teil angeordnet ist, welcher größer ist als die maximal auftretende Verschiebung des abgetasteten Teiles in Richtung zum Sensor und/oder in einem eine Kollision verhindernden Abstand justierbar gehalten ist.
4. Implantierbarer Schallrezeptor nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der optische Sensor mit einem Interferometer (9) zur Auswertung der Amplitude, der Frequenz und/oder der relativen Phasenlage der Schwingung des abgetasteten Teiles verbunden ist.
5. Implantierbarer Schallrezeptor nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteschaltung (8) Signale für elektromechanische Schwingungserzeuger und/oder für die Stimulation des Cortischen Organs und/oder des Hörnervs und/oder des Hirnstammes generiert und Anschlüsse für entsprechende Signalleitungen (10) aufweist.

6. Implantierbarer Schallrezeptor nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Auswerteschaltung (8) wenigstens zwei Signale zur Ermittlung der Schwingungsparameter des abgetasteten Teiles zugeführt sind.

5

7. Implantierbarer Schallrezeptor nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die freien Enden (5) des optischen Sensors mit einer das Zellwachstum hemmenden Beschichtung versehen sind.

10

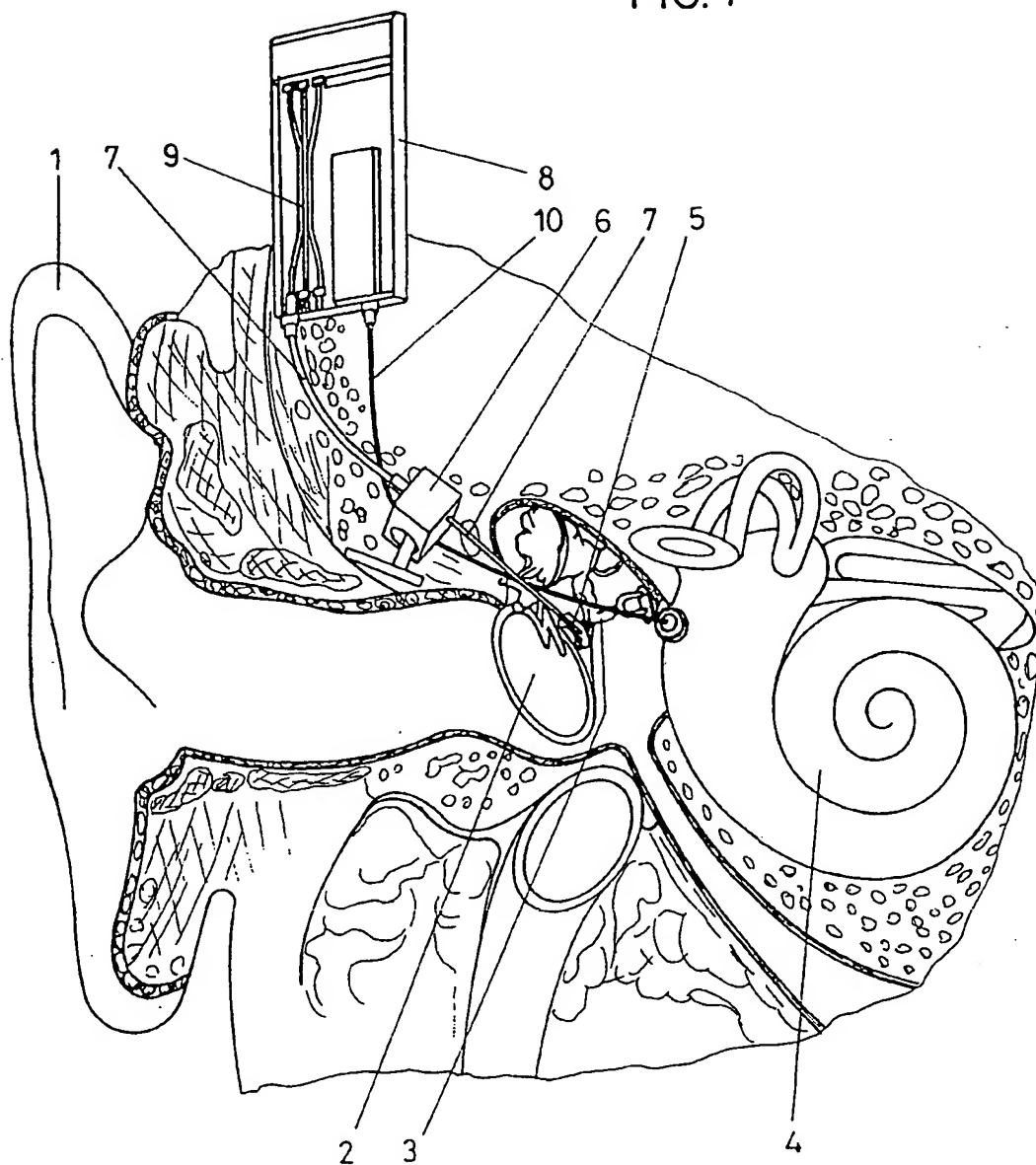
8. Implantierbarer Schallrezeptor nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß das freie Ende (5) des optischen Sensors in einem Lagerbock (6) justierbar festgelegt ist und/oder mit einem Justierantrieb verbunden ist.

15

9. Implantierbarer Schallrezeptor nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteschaltung (8) eine Stabilisatorschaltung zur Kompensation der Verschiebung des Arbeitspunktes des Interferometers (9) durch niederfrequente Verschiebungen des abgetasteten Teiles enthält.

20

FIG. 1



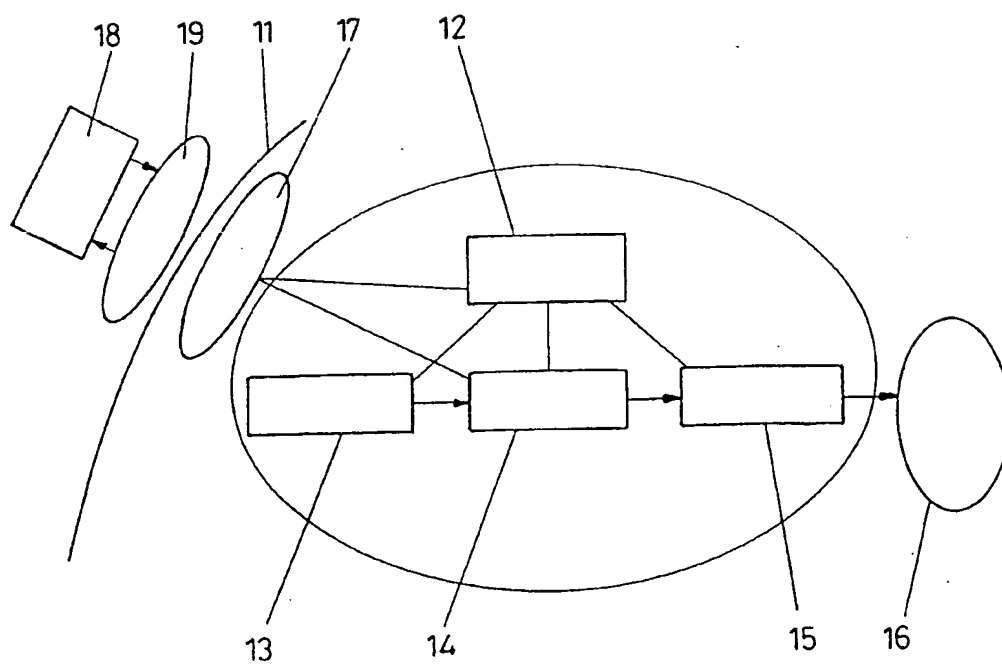


FIG. 2

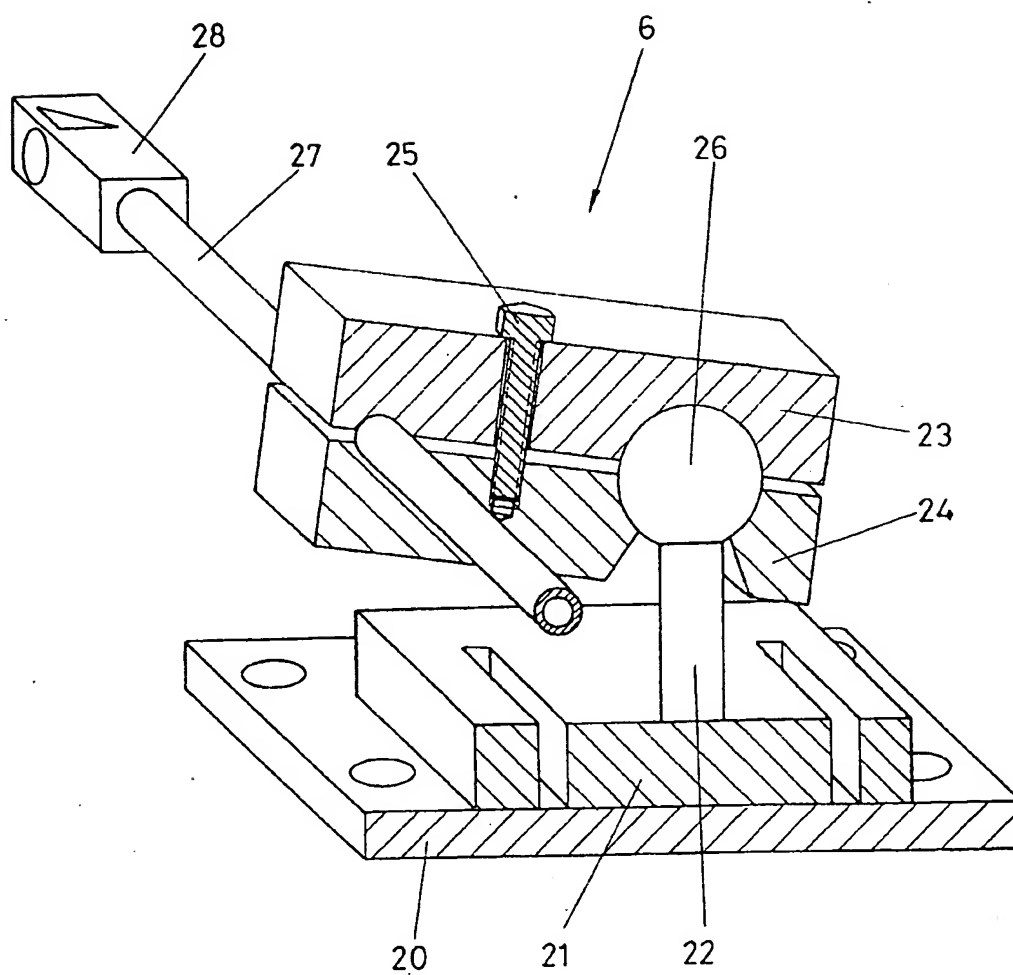


FIG. 3